

ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЭНДОВЕНОЗНОЙ ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ

**Трифанов П.В.¹, Молчанов М.Д.¹, Яшкин М.Н.²,
Захаркина О.Л.³, Игнатъева Н.Ю.^{1,3}**

¹МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия

²НМХЦ им. Н.И. Пирогова, Москва, Россия

³ИППЛИТ РАН, Москва, Россия

В настоящее время традиционные хирургические методы устранения хронических заболеваний вен нижних конечностей заменяются на миниинвазивную эндовенозную лазерную абляцию (ЭВЛА). Метод ЭВЛА основан на термической деградации стенки вены под действием лазерного излучения. Однако остаются спорные вопросы, касающиеся влияния параметров лазерного воздействия на эффективность процедуры [1], что не позволяет принять единый протокол проведения процедуры.

Цель данной работы – выявление роли длины волны и мощности лазерного излучения, а также типа среды в эффективности ЭВЛА. В качестве критерия эффективности выступала полнота деградации ткани, которую оценивали по степени денатурации коллагена – основного структурного белка каркаса венозной стенки. В экспериментах контролировали степень денатурации, усадку вены и динамику температурных полей на внешней поверхности вены.

Экспериментальная часть. В качестве источников излучения использовали лазеры с длинами волн 0,97 мкм (диодный лазер), 1,56 мкм (допированный эрбием волоконный лазер) и 1,68 мкм (волоконный Рамановский лазер). Все лазеры изготовлены ИРЭ «Полюс» (Фрязино, Россия). Мощность излучения контролировали измерителем мощности UP12-H (Gentec Electro-Optics).

Для моделирования ЭВЛА *ex vivo* сегмент вены длиной 5 см фиксировали и термостатировали в пластиковом контейнере, заполненном 0,15 М раствором NaCl. В венозные сосуды вводили 0,5 мл гепаринизированной крови или 0,15 М раствора NaCl и вставляли оптическое волокно. Включение лазерного излучения и автоматической тракции волокна со скоростью 0,75 мм/с происходило одновременно. Корректность регистрации температурного поля на поверхности ткани радиометрическим методом обеспечивали покрытием части ткани полимерной пленкой, прозрачной в ИК области чувствительности детектора термографа.

Динамику температурного поля регистрировали с помощью термографа ИРТИС 2000 («ИРТИС», Россия) с частотой кадров 1 Гц.

В исследовании использованы 85 фрагментов варикозно измененных стволов больших подкожных вен, удаленных при флебэктомии. Для каждого набора параметров воздействию лазерного излучения подвергали 2-3 сегмента вен.

Степень денатурации коллагена в обработанных образцах оценивали методом дифференциальной сканирующей калориметрии (ДСК) в ячейке калориметра DSC204F (Netzch, Германия) и характеризовали величиной $\alpha_i = \frac{\Delta H_{int} - \Delta H_i}{\Delta H_{int}} \times 100\%$, где ΔH_{int} и ΔH_i – энтальпии денатурации коллагена в интактных и обработанных образцах, соответственно. Значения α получали для трех образцов обработанной части каждого сегмента.

Математическая модель. Для численного моделирования процессов распространения тепла от источника излучения до стенки вены была разработана математическая модель. В отличие от использованных ранее моделей [1], в нашей модели уравнение теплопроводности было дополнено слагаемым, описывающим кипение. Задача решалась с помощью программы, реализующей метод переменных направлений. Расчет производили для всех длин волн.

Результаты и обсуждение. Анализ динамики температуры показал, что пик температуры смещается одновременно с движением торца световода. Значения температуры вблизи торца волокна в разные моменты времени совпадают и равны T_{max} . Величина T_{max} увеличивалась по мере увеличения выходной мощности лазера вплоть до постоянного значения, лежащего в интервале 92 ± 2 °С для всех режимов воздействия.

Степень денатурации α возрастала с увеличением мощности излучения и достигала 100 % при некоторой пороговой мощности $P_{пор}$. Значения $P_{пор}$, соответствующего полной деградации каркаса стенки сосуда, приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Пороговые значения мощности для разных режимов лазерного воздействия, Вт

Поглощающая среда	λ , мкм		
	0,97	1,56	1,68
кровь	11,0	5,0	6,0
вода	15,0	7,0	7,5

Отметим отрицательную корреляцию между значениями $R_{\text{пор}}$ и $\mu_{\text{эфф}}$ – эффективными коэффициентам поглощения среды для разных λ [2] (таблица 2) и меньшие значения $R_{\text{пор}}$ для крови при одном значении λ излучения лазера.

Таблица 2 – Эффективные коэффициенты поглощения для разных режимов лазерного воздействия, 1/см

Поглощающая среда	λ , мкм		
	0,97	1,56	1,68
кровь	5,1	19,4	12,6
вода	0,8	16,8	9,6

Значения рассчитаны на основе данных [2].

Мы предлагаем следующую последовательность событий в условиях ЭВЛА:

- поглощение лазерного излучения в объеме с характерным линейным размером $1/\mu_{\text{эфф}}$ и нагрев этого объема;
- нагрев венозной стенки происходит в результате теплообмена между прогреваемым объемом и окружающей средой.

Различия величин $R_{\text{пор}}$ в крови и в воде, по-видимому, обусловлены коагуляцией крови при 80 °С [3] и карбонизацией коагулята при 300 °С [4]. Следствием этого является неселективное поглощение лазерного излучения коагулятом, его разогрев до температур ≥ 700 °С [1] и ускорение процессов теплопереноса. В результате пороговая мощность уменьшается. Численное моделирование теплопроводности подтверждает предложенный механизм нагрева ткани.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проект 16-02-00236).

Литература

1. Malskat W.S., Poluektova A.A., Neumann H.A., Weiss R.A., van Gemert M.J. Endovenous laser ablation (EVLA): a review of mechanisms, modeling outcomes, and issues for debate // *Lasers Med. Sci.* – 2014. – Vol. 29. – P. 393-403.
2. Roggan A., Friebel M., Dörschel K, Hahn A., Müller G. Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400-255 nm // *J. Biomed. Opt.* – 1999. – Vol. 4. – P. 36-46.
3. Pfefer T.J., Welsh A.J. Mechanisms of Laser-Induced Thermal Coagulation of Whole Blood in vitro // *SPIE.* – 1999. – Vol. 3590. – P. 20-31.

4. Mothé C.G., Carestiato T., Águila M.-B. Thermoanalytical Investigation of Blood // J. Therm. Anal. Cal. – 2006. – Vol. 85. – P. 247-250.

ФОТОИНДУЦИРОВАННОЕ ОБРАЗОВАНИЕ ТИОЛОВ В КЕРАТИНАХ ВОЛОС

**Федоркова М.В.¹, Смолина Н.В.¹, Балабушевич Н.Г.²,
Ибрагимова Г.А.¹, Михальчик Е.В.¹**

¹*ФГБУ ФНКЦ физико-химической медицины ФМБА, Москва, Россия*

²*МГУ им. М.В. Ломоносова, химический факультет, Москва, Россия*

Ультрафиолетовое излучение вызывает повреждение кератинов и тканей, содержащих кератины – кожи, роговицы, волос. Наиболее чувствительны к действию УФ света ароматические аминокислоты и цистин. Кератины составляют до 85 % веса волоса, что наряду с доступностью материала (нет необходимости в инвазивных процедурах) делает волос удобным объектом для исследования механизмов фотодеградации этих белков. Протекающие в присутствии кислорода реакции повреждения цистина приводят к образованию целого ряда окисленных продуктов – сульфеновых, сульфиновых, сульфоновых кислот и цистеиновой кислоты [1]. Однако при облучении волос в лабораторных условиях было обнаружено повышение содержания тиолов в растворимых фракциях кератинов [2]. Один из возможных механизмов образования тиолов – реакция тиольного радикала с углеводами и аминокислотами с переносом водорода [3]. Для оценки тиолов используют чувствительный спектрофотометрический метод Элмана, основанный на превращении 5,5'-дитионитробензойной кислоты (ДТНБ) в тионитробензойную кислоту (ТНБ) и смешанный дисульфид [4]. Реакция сопровождается ростом оптического поглощения при 412 нм, соответствующего поглощению ТНБ.

Целью работы было оценить влияние УФ-света на количество ДТНБ-активных продуктов в разных фракциях белков волоса человека.

Методы. Объектом исследования были седые волосы добровольца без трихологических проблем. Использование седых волос позволяло исключить эффекты меланина. В отдельном эксперименте использовали волосы 5 здоровых добровольцев с естественной пигментацией волос (без искусственного окрашивания). Облучение волос проводили с использованием бактерицидной лампы в течение 6 часов, интенсивность линии лампы на длине волны 254 нм составляла 28 мкВт/см². Облучен-